

⑯

Int. Cl. 2:

⑯ BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

**A 61 M 1/00**

A 61 M 5/16

DEUTSCHES



PATENTAMT

⑯

**Offenlegungsschrift****26 40 413**

⑯

Aktenzeichen:

P 26 40 413.7-35

⑯

Anmeldetag:

8. 9. 76

⑯

Offenlegungstag:

9. 3. 78

⑯

Unionspriorität:

⑯ ⑯ ⑯

⑯

Bezeichnung:

Katheter-Überwachungsgerät

⑯

Anmelder:

Richard Wolf GmbH, 7134 Knittlingen

⑯

Erfinder:

Wurster, Helmut, 7519 Oberderdingen

⑯

Prüfungsantrag gem. § 28b PatG ist gestellt

Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht zu ziehende Druckschriften:

DE-OS 25 28 776

US 39 63 027

US 34 29 313

Patentanwälte  
Dr. Hugo Wilcken  
Dipl.-Ing. Thomas Wilcken  
Dipl.-Chem. Dr. Wolfgang Laufer  
24 Lübeck, Breite Straße 52-54

7. Sep. 1976  
2640413

Anmelder: Richard Wolf GmbH, Pforzheimer Str. 22,  
7134 Knittlingen

Patentansprüche

- 1.) Gerät zur Überwachung der aus einem Katheter austretenden Körperflüssigkeit, bei dem unter Verwendung eines Meßgefäßes die Körperflüssigkeit aufgefangen und das Füllvolumen gemessen wird, um hieraus ein dem Füllvolumen entsprechendes elektrisches Meßsignal zu entwickeln, dadurch gekennzeichnet, daß in einem vorgegebenen Meßtakt (T) das Meßsignal als Ist-Wert mit einem Soll-Wert verglichen wird, der einem bei einer normalen Körperfunktion in der Taktzeit zu erwartenden Füllvolumen zugeordnet ist, daß bei einem negativen Vergleich über eine Alarmeinrichtung (28) ein Alarmsignal erzeugt wird und daß das Meßgefäß (3) vor dem jeweils nächsten Meßtakt entleert wird.
2. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Alarmeinrichtung (28) so programmierbar ist, daß das Alarmsignal nach Ablauf einer einstellbaren Anzahl von Meßtakten (T) gegeben wird, falls während dieser Meßtakte kein positiver Vergleich zwischen Ist-Wert und Soll-Wert anfällt.
3. Gerät nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß aus der Fest-

stellung jedes negativen Vergleichs ein elektrischer Zählimpuls entwickelt wird, der auf einen Zähler (27) gegeben wird, dessen Endstellung über eine Gatterlogik (32) vorprogrammiert ist, daß der Zähler die unmittelbar nacheinander einlaufenden Zählimpulse zählt und nach Erreichen seiner Endstellung Alarm auslöst und daß der Zähler gelöscht bzw. zurückgestellt wird, sobald er vor Erreichen seiner Endstellung ein aus einem positiven Vergleich entwickeltes Rückstellsignal empfängt.

4. Gerät nach den Ansprüchen 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerung des Funktionsablaufes mittels eines Taktgebers (22) erfolgt, der kurz vor Ende jeder Taktzeit (T) einen Impuls (a) zur Durchführung des Vergleichs zwischen dem Ist-Wert und dem Soll-Wert abgibt, nachfolgend einen Impuls (b) zum Entleeren des Meßgefäßes (3) und anschließend einen weiteren Impuls (c) für eine Prüfschaltung (36, 37, 39, 40) liefert, welche die Vollständigkeit der Entleerung des Meßgefäßes überprüft und bei nicht entleertem Meßgefäß ein Alarmsignal auslöst, welches sich vom anderen möglichen Alarmsignal unterscheidet.
5. Gerät nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 4, gekennzeichnet durch ein schreibendes und/oder anzeigenendes Registriergeät (16), dem das dem Füllvolumen entsprechende Meßsignal wahlweise oder in Kombination direkt, nach Differentiation über einen Differenzierkreis (19) und nach Integration über einen Integrierkreis (18) zwecks Aufzeichnung zugeführt wird.

6. Gerät nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Füllvolumen im Meßgefäß (3) kapazitiv gemessen wird, indem die Kapazität eines Meßkondensators (4, 5) vom zeitabhängigen Füllstand im Meßgefäß beeinflußt und die Kapazitätsänderung zur Erzeugung des Meßsignals ausgewertet wird.
7. Gerät nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die eine Kondensatorelektrode (4 oder 5) mit einem Dielektrikum beschichtet ist.
8. Gerät nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Auslauf des Meßgefäßes (3) durch den federbelasteten Stößel (7) eines Magnetventils verschlossen ist, das beim Auftreten des vom Taktgeber (22, 22 b) kommenden Signals zur Entleerung des Meßgefäßes erregt wird, um den Ventilstößel zur Freigabe des Gefäßauslaufes zu betätigen.
9. Gerät nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß es zu Reinigungszwecken zumindest teilweise demontierbar ist.

Patentanwälte  
Dr. Hugo Wilcken  
Dipl.-Ing. Thomas Wilcken  
Dipl.-Chem. Dr. Wolfgang Laufer  
24 Lübeck, Breite Straße 52-54

4

7. Sep. 1976  
2640413

Anmelder: Richard Wolf GmbH, Pforzheimer Str. 22,  
7134 Knittlingen

### Katheter-Überwachungsgerät

Die Erfindung betrifft ein Gerät zur Überwachung der aus einem Katheter austretenden Körperflüssigkeit, bei dem unter Verwendung eines Meßgefäßes die Körperflüssigkeit aufgefangen und das Füllvolumen gemessen wird, um hieraus ein dem Füllvolumen entsprechendes elektrisches Meßsignal zu entwickeln.

Nach Operationen bzw. endoskopischen Eingriffen in der Niere und der Blase werden postoperativ Katheter eingelegt, um den Urin direkt abzuleiten. Hierbei ist es wichtig, daß eine bestimmte Urinmenge pro Zeiteinheit abgeht und daß beim Verstopfen oder Abklemmen des Katheters das Pflegepersonal alarmiert wird, um die Ursache der Störung zu beseitigen.

Es sind Überwachungsgeräte bekannt, bei denen die Körperflüssigkeit aus dem Katheter in ein Gefäß mit einem engen Auslaß geleitet wird, aus dem die Flüssigkeit tropfenweise austritt, wobei die Tropfen zwei oder mehr mit geringem Abstand zueinander liegende Elektroden kurzzeitig überbrücken. Dieser Vorgang wird elektrisch zur Steuerung einer Signalschaltung herangezogen, indem etwa ein zeitlich über-

mäßig langes Ausbleiben von Tropfen bzw. Elektrodenüberbrückungen einen Alarm zur Folge hat.

Diese Geräte haben sich allerdings in der Praxis nicht bewährt, da sie im Aufbau zu aufwendig und störanfällig sind. Außerdem bereitet die Reinigung der Geräte meist Schwierigkeiten.

Die Aufgabe der Erfindung besteht in der Beseitigung dieser Nachteile und insbesondere in der Schaffung eines Überwachungsgerätes, bei dem über ein elektrisches Warnsystem eine beliebige Einstellung der Alarmschwelle möglich ist.

Zu diesem Zweck wird das eingangs erwähnte Gerät nach der Erfindung so ausgebildet, daß in einem vorgegebenen Meßtakt das Meßsignal als Ist-Wert mit einem Soll-Wert vergleichbar ist, der den bei einer normalen Körperfunktion in der Taktzeit zu erwartenden Füllvolumen zugeordnet ist, daß bei einem negativen Vergleich, also wenn der Ist-Wert nicht mit dem Soll-Wert übereinstimmt, mittels einer Alarmeinrichtung ein Alarmsignal erzeugt wird und daß das Meßgefäß nach jedem Meßtakt automatisch entleert wird.

Zweckmäßigerweise kann die Alarmeinrichtung so vorprogrammiert werden, daß das Alarmsignal erst nach Ablauf einer einstellbaren Anzahl von Meßtakten gegeben wird, falls das Meßsignal den Soll-Wert während dieser Meßtakte nicht erreicht hat. Auf diese Weise wird eine unnötige Alarmgabe vermieden, falls sich im Laufe der eingestellten

Meßtakte die Körperfunktion des Patienten wieder normalisiert hat oder wenn es sich nur um eine unschädliche vorübergehende Störung des Gerätes gehandelt hat.

Aus der Feststellung jedes negativen Vergleichs wird ein elektrischer Zählimpuls erzeugt, der auf einen Zähler gegeben wird, dessen Endstellung über eine Gatterlogik programmierbar ist. Dieser Zähler zählt die unmittelbar nacheinander einlaufenden Zählimpulse und löst nach Erreichen seiner vorgewählten Endstellung Alarm aus. Andernfalls wird der Zähler gelöscht bzw. zurückgestellt, sobald er vor Erreichen seiner Endstellung ein Rückstellsignal empfängt, das bei einem positiven Vergleich des Ist-Wertes mit dem Soll-Wert entwickelt wird.

Das Füllvolumen im Meßgefäß wird kapazitiv gemessen, indem die Kapazität eines Kondensators vom zeitabhängigen Füllstand der Körperflüssigkeit beeinflußt und die Kapazitätsänderung zur Erzeugung des Meßsignals elektrisch ausgewertet wird.

In der anliegenden Zeichnung ist ein Ausführungsbeispiel der Erfüllung dargestellt. Es zeigen:

Figur 1 die Seitenansicht des mechanischen Geräteaufbaues in teilweisem Längsschnitt und

Figur 2 schematisch die elektrische Schaltung des Überwachungsgerätes.

Die Körperflüssigkeit gelangt gemäß Figur 1 vom Katheter des Patienten über den Schlauch 1 zu einem Einlauftrichter 2 und von diesem aus in das Meßgefäß 3. In diesem sind zwei getrennte Elektroden 4, 5 vorgesehen, die einen Meßkondensator bilden und von denen eine mit einem Dielektrikum 5 a beschichtet ist, so daß die Körperflüssigkeit nur leitenden Kontakt mit der anderen Elektrode haben kann.

Durch die in das Gefäß 3 einfließende Flüssigkeit ändert sich wegen des direkten Kontaktes der Körperflüssigkeit mit einer Elektrode die Geometrie des Meßkondensators 4, 5 und somit die Kapazität, und zwar in direkter Abhängigkeit vom jeweiligen Füllstand und Füllvolumen im Meßgefäß. Auf an sich bekannte Weise wird in einem Meßspannungsgeber 6 aus der Kapazitätsänderung eine Spannungsänderung erzeugt, die als Meßspannung zur Verfügung steht und der zeitlichen Volumenfunktion entspricht.

Das Meßgefäß 3 ist am unteren Auslauf mit einem Stößel 7 verschlossen, der als Dauermagnet 8 mit einem Mantel 9 aus Kunststoff ausgebildet ist. Im übrigen ist der im Raum 10 axial geführte und mit einer Feder 11 abgestützte Stößel 7 außen von einer Wicklung 12 umgeben, die als Magnetwicklung zusammen mit dem Stößel ein Magnetventil bildet.

Wie noch später näher zu erläutern ist, wird der Stößel 7 bei Erregung des Magnetventils gegen die Wirkung der Feder 11 nach unten gezogen, um den Auslauf des Gefäßes 3 freizugeben und die Körperflüssigkeit ausfließen zu lassen.

sigkeit in den Schlauch 13 abfließen zu lassen. Zweckmäßigerweise sollte zumindest das Innenrohr 14, der Stößel 7 mit der Feder 11 sowie das Gefäß 3 mit den Elektroden 4, 5 zu Reinigungszwecken leicht ausgebaut werden können.

Der schaltungstechnische Aufbau des Gerätes geht aus der Figur 2 hervor. Der Meßspannungsgeber 6 gibt eine dem augenblicklichen Füllvolumen im Gefäß 3 entsprechende Spannung als Meßsignal auf die Leitung 15. Ein schreibendes und anzeigenches Registriergerät 16 kann das Meßsignal direkt über die Leitung 17 aufnehmen, um so die unmittelbar abgehende Körperflüssigkeit als Volumen registrieren zu können. Hierdurch kann man sich beispielsweise ein Bild darüber verschaffen, wie gleichmäßig die Nieren Urin ausscheiden.

Weiterhin kann das Meßsignal über einen Integrierkreis 18 zum Gerät 16 geleitet werden, um die gesamte Menge der in das Gefäß 3 geflossenen Flüssigkeit registrieren zu lassen. Schließlich ist auch noch ein Differenzierkreis 19 vorgesehen, in dem das Meßsignal differenziert wird. und dessen Ausgangssignal dann die zeitliche Strömungsrate darstellt, die ebenfalls im Gerät 16 zur Registrierung kommt.

Eine Aussage darüber, ob ein Patient ausreichend Körperflüssigkeit ausscheidet, läßt sich dadurch erzielen, daß man das in einer bestimmten Zeit im Gefäß 3 angesammelte Füllvolumen als Ist-Wert in Vergleich setzt zu einem Soll-Wert, der bei einer normalen oder einer

auf den jeweiligen Behandlungsfall abgestellten Körperfunktion an sich erwartet werden muß.

Für das Füllvolumen steht eine Vergleichsgröße durch das vom Meßgeber 6 kommende Meßsignal als Spannung auf der Leitung 15 zur Verfügung. Diese Spannung gelangt auf einen Eingang eines Differenzverstärkers 20. Der Soll-Wert wird am Stellwiderstand 21 vorprogrammiert und auf den anderen Eingang des Verstärkers 20 gegeben.

Die einzuhaltende Meßzeit wird von einem Taktgeber 22 bestimmt, dem ein Impulsgeber 22 a zugeordnet ist. Dieser erzeugt innerhalb der gesamten Taktzeit T einen Impuls a, der zur Einleitung des Vergleichs zwischen dem tatsächlichen Füllstand im Gefäß 3 als Ist-Wert und dem am Widerstand 21 eingestellten Soll-Wert auf die Leitung 23 gegeben wird.

Wenn der Ist-Wert den Soll-Wert erreicht hat und damit der Vergleich positiv ausfällt, ist am Ausgang des Differenzverstärkers 20 ein Ausgangssignal vorhanden, das an einem Eingang des Tores 24 ansteht, während der andere Eingang dieses Tores mit dem Impuls a beaufschlagt wird. Bei diesem Betriebszustand wird am Ausgang des Tores 24 ein Rückstellimpuls entstehen, der über die Leitung 26 einen Zähler 27 auf "0" stellt mit der Folge, daß die nachgeschaltete Alarmeinrichtung 28 kein Signal gibt.

Wenn andererseits am Tor 24 kein Ausgangsimpuls entsteht, also wenn

der Vergleich zwischen Ist-Wert und Soll-Wert negativ ausgefallen ist, erzeugen während der Meßzeit der Inverter 29 und das Tor 30, an dessen einem Eingang ebenfalls der Impuls a liegt, einen Zählimpuls, der über die Leitung 31 auf den Eingang des Zählers 27 gelangt und diesen um eine Zählstellung weiterstellt. Wie noch nachfolgend beschrieben wird, würde bei dieser Zählerstellung eine Alarmgabe ausgelöst, wenn die Endstellung des Zählers 27 auf "1" programmiert ist.

Die jeweiligen Endstellungen des Zählers werden mit einer Gatterlogik 32 programmiert. Beispielsweise könnte die Endstellung auf "4" eingestellt werden, wie es auch in der Zeichnung dargestellt ist. Hieraus wird folgen, daß insgesamt vier Zählimpulse nacheinander über die Leitung 31 in den Zähler 27 einlaufen müßten, bevor dieser in die vorprogrammierte Endstellung "4" gelangt und über die Leitung 33 ein Alarmsignal zur Alarmeinrichtung 28 gibt, die hierdurch in Betrieb gesetzt wird. Auf diese Weise hätte man im Vergleich zu einer Zählerendstellung "1" eine Zeitvorgabe von vier Meßtakten bis zu einer Alarmauslösung für den Fall, daß nacheinander vier negative Vergleiche ermittelt werden und darum auch vier Zählimpulse auf der Leitung 31 ankommen. Dies bringt insofern Vorteile, als eine kurzzeitige unschädliche Störung oder ein nur vorübergehend ungenügender Fluß von Körperflüssigkeit keine unnötige Alarmgabe verursachen wird, da bei einem wieder positiven Vergleich während der Zeit von vier Takten und vor Erreichen der Zählerendstellung über die Leitung 26 das Zähler-

rückstellsignal kommen wird.

Zum Taktgeber 22 gehört ein weiterer Impulsgeber 22 b, der nach Durchführung des vorher beschriebenen Meßvorganges einen Impuls b über die Leitung 34 zur Wicklung 12 des Magnetventils gibt, um durch Einwirkung des sich aufbauenden Magnetfeldes den Stößel 7 von der Auslauföffnung des Gefäßes 3 abzuheben und dieses leerlaufen zu lassen. Nach Beendigung dieses Steuerimpulses wird der Magnet entriegt, und die Feder 11 drückt den Stößel 7 auf seinen Sitz zurück.

Um kontrollieren zu können, ob das Gefäß 3 vor dem nächsten Meßtakt und Meßvorgang vollständig entleert ist, wird in der zum Taktgeber 22 gehörenden Schaltung 22 c ein Impuls c entwickelt, der auf die Leitung 35 und zunächst an den einen Eingang eines Tores 36 gelangt. Am anderen Eingang dieses Tores ist der Ausgang eines Verstärkers 37 angeschlossen, der über die Leitungen 15 und 38 mit dem Meßsignal gespeist wird.

Wenn das Gefäß 3 während der Dauer des Impulses c leer ist, entsteht am Ausgang des Tores 36 ein Impuls. Dieser wird über den Inverter 39 und das Tor 40 gedreht, an dem ebenfalls der Impuls c über die Leitung 41 ansteht. Dies hat zur Folge, daß kein Alarmsignal auf der Leitung 42 zur Alarmeinrichtung 28 kommen wird. Wenn dagegen das Gefäß 3 nicht völlig leer ist, entsteht am Ausgang des Tores 40 ein Alarmimpuls, der die Alarmeinrichtung 28 in Betrieb setzt, um einen technischen Fehler des Gerätes anzuzeigen.

Das Signal, das einen solchen Fehler anzeigt, soll sich von dem Signal, das ein ungenügendes Füllvolumen anzeigt, eindeutig unterscheiden, damit das Pflegepersonal sofort erkennen kann, wo eine Störung gegeben ist und wo eine Prüfung stattzufinden hat. Das eine Signal kann also beispielsweise akustisch mit dem Lautsprecher 43 und das andere Signal optisch mit der Lampe 44 erzeugt werden. Andererseits könnte man auch nur mit Lampen oder Lautsprechern bzw. akustischen Signalgebern arbeiten, wenn man die Unterscheidung durch unterschiedliche Lichtfarben oder sich stark voneinander abhebende Tonhöhen bzw. Tonpegel gewährleistet.

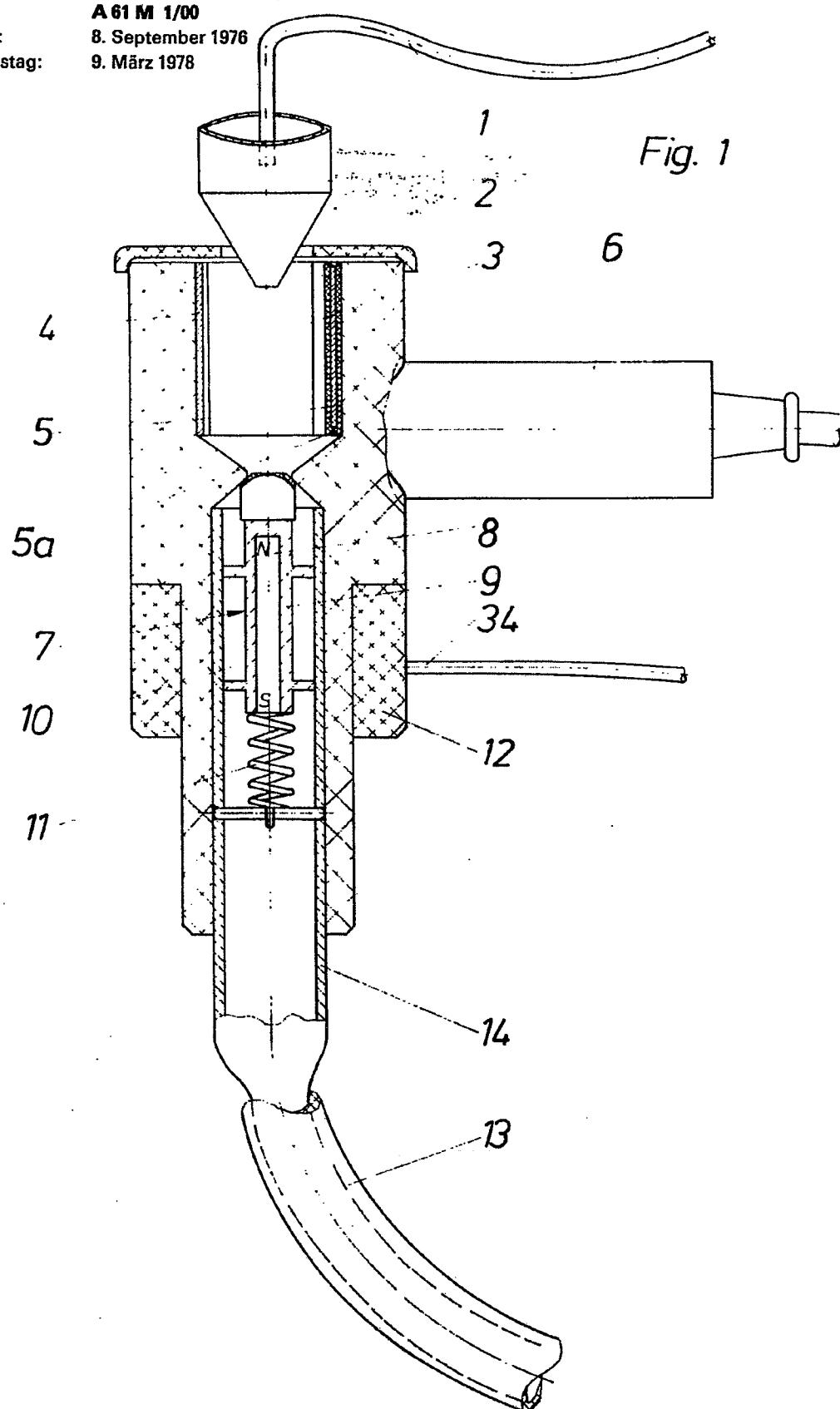
809810/0499

13.  
Leerseite

Nummer:  
Int. Cl. 2:  
Anmeldetag:  
Offenlegungstag:

2640413  
A 61 M 1/00  
8. September 1976  
9. März 1978

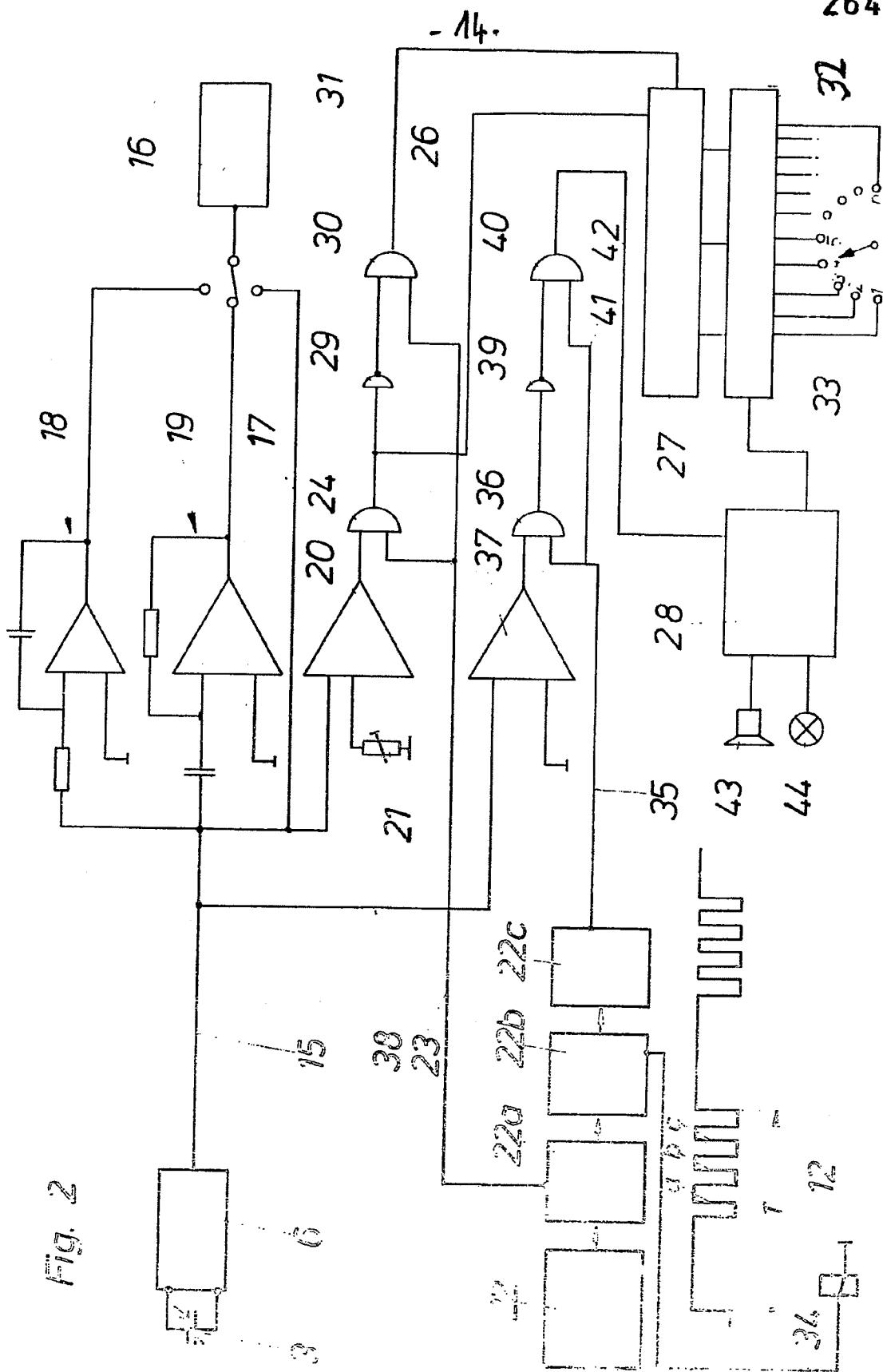
2640413 -15-



809810/0499

ORIGINAL INSPECTED

2640413



202008171700

ORIGINAL INSPECTED

**DE2640413A1: Katheter-Ueberwachungsgeraet**

Derwent Title: Capacitive body fluid emission monitor - compares actual with nominal value and produces alarm through pulse counter  
 [Derwent Record]

Country: DE Germany

Kind: A1 DOC. LAID OPEN (FIRST PUBLICATION) <sup>1</sup> (See also:  
 DE2640413B2, DE2640413C3 )



High  
Resolution

16 pages

Inventor: Wurster, Helmut, 7519 Oberderdingen;

Assignee: Richard Wolf GmbH, 7134 Knittlingen  
[News, Profiles, Stocks and More about this company](#)

Published / Filed: 1978-03-09 / 1976-09-08

Application DE1976002640413

Number:

IPC Code: Advanced: A61B 5/20; A61M 25/00; G01F 23/26;

Core: G01F 23/22; more...

IPC-7: A61M 1/00; A61M 5/16;

Priority Number: 1976-09-08 DE1976002640413

INPADOC [Show legal status actions](#)  
 Legal Status:

Buy Now: [Family Legal Status Report](#)

Family:

| Buy PDF                             | Publication | Pub. Date  | Filed      | Title  |
|-------------------------------------|-------------|------------|------------|--|
| <input checked="" type="checkbox"/> | GB1574066A  | 1980-09-03 | 1977-09-08 | DEVICE FOR MONITORING BODY LIQUID COMING FROM A CATHETER |
| <input checked="" type="checkbox"/> | FR2364036B1 | 1983-06-03 | 1977-09-07 |  |
| <input checked="" type="checkbox"/> | FR2364036A1 | 1978-04-07 | 1977-09-07 | APPAREIL DE CONTROLE DE CATHETER                         |
| <input checked="" type="checkbox"/> | DE2640413C3 | 1980-03-27 | 1976-09-08 | KATHETER-UEBERWACHUNGSGERAET                             |
| <input checked="" type="checkbox"/> | DE2640413B2 | 1979-07-26 | 1976-09-08 | KATHETER-UEBERWACHUNGSGERAET                             |
| <input checked="" type="checkbox"/> | DE2640413A1 | 1978-03-09 | 1976-09-08 | Katheter-Ueberwachungsgeraet                             |
| 6 family members shown above        |             |            |            |  |

First Claim:  
[Show all claims](#)

1. Geraet zur Ueberwachung der aus einem Ketheter austretenden Koerperfluessigkeit, bei dem unter Verwendung eines Messgefaesses die Koerperfluessigkeit aufgefangen und das Fuellvolumen gemessen wird, um hieraus ein dem Fuellvolumen entsprechendes elektrisches Messsignal zu entwickeln, dadurch gekennzeichnet, dass in einem vorgegebenen Messtakt (T) das Messsignal als Ist-Wert mit einem Soll-Wert verglichen wird, der einem bei einer normalen Koerperfunktion in der Taktzeit zu erwartenden Fuellvolumen zugeordnet ist, dass bei einem negativen Vergleich ueber eine Alarmeinrichtung (28) ein Alarmsignal erzeugt wird und dass das Messgefaess (3) vor dem jeweils naechsten Messtakt entleert wird.

**1 574 066**

(21) Application No. 37611/77 (22) Filed 8 Sept. 1977  
 (31) Convention Application No. 2 640 413  
 (32) Filed 8 Sept. 1976 in  
 (33) Fed. Rep. of Germany (DE)  
 (44) Complete Specification published 3 Sept. 1980  
 (51) INT. CL.<sup>3</sup> G01F 3/38  
 (52) Index at acceptance

G1N 19B2B 19D10 19D7 19D9 19H2B 19H6A 19X1  
 19X5 30PX

(19)



(54) A DEVICE FOR MONITORING BODY LIQUID COMING FROM A  
 CATHETER

(71) We, RICHARD WOLF, G.m.b.H., a Joint Stock Company, of Pforzheimer Strasse 22, 7134 Knittlingen, Germany, do hereby declare the invention, for which we  
 5 pray that a patent may be granted to us, and the method by which it is performed, to be particularly described in and by the following statement: —

The invention relates to monitoring devices and primarily to a device for monitoring body liquid coming from a catheter, in which the body liquid is collected using a measuring vessel and the volume of the measuring vessel which is filled is measured, so that an electrical measurement signal corresponding to the filled volume can be generated in this way.

After surgery or endoscopic operations on the kidney and the bladder, catheters are introduced post-operatively to enable urine to be conducted directly away. It is important in these cases that a specific amount of urine should drain away per unit of time and that if the catheter becomes blocked or pinched off an alarm be given to the nursing staff so that the cause of the fault can be removed.

There are known monitoring devices in which the body liquid from a catheter is conducted into a vessel having a narrow outlet from which the liquid emerges in drops, the drops in this case briefly bridging two or more electrodes positioned a short distance away from one another. This process is made use of electrically to control a signal circuit by causing an excessively long absence of drops or alternatively of electrode bridging to result in an alarm being given.

Such devices have not proved satisfactory in practice however since they are too complicated in construction and too unreliable. Also, the cleaning of the devices generally creates problems.

The main object of the present invention is to overcome or at least substantially reduce these disadvantages and in particu-

lar to provide a monitoring device in which it is possible to set the alarm threshold as desired via an electrical warning system.

To this end, the invention consists in a device for monitoring body liquid passing from a catheter, comprising a measuring vessel for collecting the body liquid and for measuring the filled volume, means for generating, at the end of a predetermined measurement period, an electrical measurement signal corresponding to the filled volume and representing an actual value, means for comparing the actual value with a desired value corresponding to the filled volume to be expected in the measurement period when body function is normal, an alarm arrangement for generating an alarm signal when the actual value does not correspond to the desired value, and means for causing the measurement vessel to empty before the next measurement period.

Advantageously, the alarm arrangement may be so pre-programmed that the alarm signal is not given until an adjustable number of measurement periods has elapsed, assuming the measurement signal has failed to reach the desired value in these measurement periods. This prevents the alarm from being given unnecessarily if in the course of the measurement periods which have been set the bodily function of the patient becomes normal again or if all that has been involved is a harmless temporary upset in the device.

In a preferred embodiment of the invention each time the comparison is found to be negative, i.e. the actual value does not correspond to the desired value, an electrical counting pulse is generated which is fed to a counter whose maximum count can be programmed via a logic-gate unit. This counter counts directly consecutive counting pulses which are received and triggers an alarm on its pre-selected maximum count being reached. Otherwise the counter is cleared or reset when, before reach-

50

55

60

65

70

75

80

85

90

ing its maximum count, it receives a reset signal which is generated when the comparison between the actual value and the desired value is positive, i.e. the actual value reaches the desired value.

The volume of the measuring vessel which is filled may be measured capacitively by causing the time-dependent content of body liquid to act on the capacitance of a capacitor and by utilising the change in capacity electrically to generate the measurement signal.

In order that the invention may be more clearly understood reference will now be made to the accompanying drawings, in which:

Fig. 1 is a side view, partly in longitudinal section, of the mechanical structure of a monitoring device constructed in accordance with the invention, and

Fig. 2 is a schematic diagram of the electrical circuit of the monitoring device.

In Fig. 1, the body liquid passes from the catheter in the patient along a tube 1 to an inlet funnel 2 and from this into the measuring vessel 3. In this, two separate electrodes 4, 5 are provided which form a measuring capacitor and of which one is coated with a dielectric so that the body liquid can make conductive contact only with the other electrode.

As a result of the liquid flowing into the vessel 3, the geometry of the measuring capacitor 4, 5, and thus its capacitance, alters because of the direct contact of the body liquid with one electrode, so altering as a direct function of the level and volume of the contents of the measuring vessel at any given time. In a known fashion, a voltage change is generated in a conversion circuit 6 from the change in capacitance and this becomes available as the measurement voltage and represents the volume/time function.

The measuring vessel 3 is closed off at its lower outlet by a plunger 7 which is in the form of a permanent magnet 8 having a sheath 9 of plastics material. Also, the plunger 7, which is guided axially in a bore 10 in the device and supported by a spring 11, is surrounded externally by a winding 12. The winding 12 acts as a magnetic winding to form, in conjunction with the plunger, a magnetic valve.

As will be explained in detail below, when the magnetic valve is energised the plunger 7 is drawn downwards against the force exerted by the spring 11 in order to open the outlet of the vessel 3 and to allow the body liquid to flow away in to a pipe 13. It is useful for at least a tube 14 connected to the pipe 13, the plunger 7 and its spring 11, and the vessel 3 together with the electrodes 4 and 5 to be capable of easy removal for cleaning purposes.

The circuitry of the device is shown in Fig. 2. The conversion circuit 6 transmits a voltage corresponding to the volume of the vessel 3 which is filled at any given time to a line 15 to act as the measurement signal. A plotting and indicating recording device 16 receives the measurement signal directly via a line 17 to enable the directly emerging body liquid to be recorded as a volume. In this way it is for example possible to gain an idea of how uniformly the kidneys are producing urine.

The measurement signal may also be fed to the device 16 via an integrating circuit 18 to enable the total amount of liquid which has flowed into the vessel 3 over a number of measurement periods to be recorded. Finally, there is also a differentiating circuit 19 provided in which the measurement signal is differentiated and whose output signal thus represents the rate of flow with time, which is also recorded in the device 16.

An indication of whether a patient is producing sufficient body liquid may be obtained by using the volume which collects in the vessel 3 in a specific time as an actual value for comparison with a desired value representing what could ordinarily be expected in the case of normal body function or in the particular circumstances which apply in the case of the patient.

A comparison value for the filled volume is available in the form of the measurement signal which comes from the conversion circuit 6 as a voltage on line 15. This voltage passes to one input of a differential amplifier 20. The desired value is preset in a setting resistor 21 and is fed to the other input of amplifier 20.

The measurement period which is to be observed is determined by a timer 22 which has associated with it a pulse emitter 22a. Within the overall timing period T the latter generates a pulse *a* which is fed alone a line 23 to initiate the comparison between the actual volume in the vessel 3, which represents the actual value, and the desired value set at resistor 21.

If the actual value has reached the desired value and the comparison thus proves positive, an output signal becomes available from the differential amplifier 20 and is applied to an input of a gate 24, while to the other input of this gate is applied the pulse *a*. Under these conditions a resetting pulse will appear at the output of gate 24 and, via a line 26, will reset a counter 27 to "0", with the result that an alarm arrangement 28 connected downstream does not give a signal.

If on the other hand no output pulse appears from gate 24, that is to say if the comparison between the actual value and

70

75

80

85

90

95

100

105

110

115

120

125

130

the desired value has proved negative, i.e. the actual value does not correspond to the desired value, an inverter 29 and a gate 30, to one of those inputs pulse *a* is 5 likewise applied, generate a counting pulse during the measurement period and this pulse is applied to the input of counter 27 along a line 31 and increases its count by 10 1. As will be described below, with the counter in this state an alarm would be triggered if the counter 27 had been programmed for a maximum count of "1".

The maximum count of the counter in any given instance is programmed by 15 means of a logic-gate unit 32. The maximum count could for example be set to "4", as is shown in the drawing. It follows from this that a total of four counting pulses would have to travel in succession along line 31 to counter 27 before the counter would reach the preprogrammed maximum count of "4" and would transmit an alarm signal to the alarm arrangement 28 along line 33, thus bringing the 20 alarm arrangement into operation. In this way, in contrast to the case where the maximum count set was "1", the time set before an alarm is given would be four measurement periods the circumstances 25 allowed for being that four negative comparisons take place in succession and thus four counting pulses arrive along line 31. This provides advantages inasmuch as a brief, harmless upset, or an only temporarily inadequate flow of body liquid will 30 not cause the alarm to be given unnecessarily since if the comparison becomes positive again during the interval of four periods before the maximum count is 35 reached, the count reset signal will be transmitted along line 26.

Associated with the timer 22 is a further pulse emitter 22b which, after the measuring process described above has taken 40 place, transmits a pulse *b* along a line 34 to the winding 12 of the magnetic valve in order, as a result of the effect of the magnetic field which builds up, to move the plunger 7 clear of the outlet opening 45 of the vessel 3 and to allow the vessel to drain. At the end of this control pulse the magnet is de-energised and the spring 11 presses the plunger 7 back onto its seating.

50 In order to be able to check whether the vessel 3 has been completely emptied before the next measurement period and measuring operation, a pulse *c* is generated in a circuit 22c associated with the timer 55 22. This pulse *c* passes along a line 35 and firstly to one input of a gate 36. Connected to the other input of this gate is the output of an amplifier 37 to which the measurement signal is fed via lines 15 and 60 38.

If the vessel 3 is empty during the period for which pulse *c* persists, a pulse is produced at the output of gate 36. Via inverter 39 and gate 40, to which pulse *c* is also applied along a line 41, this pulse is inverted by the inverter 39 and passed by the gate 40. The result of this is that no alarm signal will reach the alarm arrangement 28 along line 42. If on the other hand the measuring vessel 3 is not completely empty, an alarm pulse is produced at the output of gate 40 which puts the alarm arrangement 28 into operation to indicate a technical fault in the device.

The signal which indicates such a fault needs to be clearly distinguishable from the signal which indicates an inadequate volume of contents so that the nursing staff can at once see where there is trouble and where an examination has to be made. Thus, the one signal may be given acoustically by means of a loud-speaker 43 for example and the other signal optically by means of a lamp 44. It would also be possible to use only lamps or loud speakers or acoustic signal emitters if the distinction were made by means of lights of different colours or contrasting pitches or levels of sound.

95

#### WHAT WE CLAIM IS:—

1. A device for monitoring body liquid passing from a catheter, comprising a measuring vessel for collecting the body liquid and for measuring the filled volume, means 100 for generating, at the end of a predetermined measurement period, an electrical measurement signal corresponding to the filled volume and representing an actual value, means for comparing the actual 105 value with a desired value corresponding to the filled volume to be expected in the measurement period when body function is normal, an alarm arrangement for generating an alarm signal when the actual 110 value does not correspond to the desired value, and means for causing the measurement vessel to empty before the next measurement period.

2. A device as claimed in claim 1, 115 wherein the alarm arrangement can be programmed to generate the alarm signal after a pre-settable number of measurement periods have elapsed if none of the actual values reaches the desired value during these measurement periods.

3. A device as claimed in claim 2, wherein each time the actual value does not correspond to the desired value an electrical counting pulse is generated 125 which is fed to a counter whose maximum count is pre-programmed by means of a logic-gate unit, the counter counts immediately consecutive counting pulses and triggers an alarm signal on reaching its 130

maximum count, and the counter is cleared or reset when, before reaching its maximum count, it receives a reset signal produced as a result of the actual value 5 reaching the desired value.

4. A device according to claims 1 to 3, wherein the sequence of events is controlled by means of a timer which, shortly before the end of each time period, emits a pulse for the comparison between the 10 actual value and the desired value to be performed and then supplies another pulse for the measuring vessel to be emptied followed by a further pulse for a checking 15 circuit for checking how completely the measuring vessel has emptied and, if the measuring vessel is not empty, generates an alarm signal which differs from the other possible alarm signal.

5. A device according to any one of 20 claims 1 to 4, and including a plotting and/or indicating recording device to which the measurement signal corresponding to the filled volume is fed, for reproduction purposes either directly, or after differentiation by a differentiating circuit, or after integration by an integrating circuit or in a combination of these ways.

6. A device as claimed in any one of 25

claims 1 to 5, wherein the volume of the measuring vessel which is filled is measured capacitively by causing the time-dependent content of the vessel to act on the capacitance of a measuring capacitor and by using the change in capacitance to generate a measurement signal.

7. A device according to claim 6, wherein one of the electrodes of the capacitor is coated with a dielectric.

8. A device according to any one of 30 claims 1 to 7, wherein the measuring vessel has an outlet which is closed by a spring-loaded plunger of a magnetic valve, which valve is energised when the signal for the vessel to be emptied arrives from a timer thus operating the plunger of the valve to open the outlet of the vessel.

9. A device according to any one of 35 claims 1 to 8, wherein it can be at least partly dismantled for cleaning purposes.

10. A monitoring device substantially 40 as hereinbefore described with reference to the accompanying drawings.

BARON & WARREN,  
16 Kensington Square,  
London W8 5HL.  
Chartered Patent Agents.

Printed for Her Majesty's Stationery Office by Burgess & Son (Abingdon), Ltd.—1980.  
Published at The Patent Office, 25 Southampton Buildings, London, WC2A 1AY  
from which copies may be obtained.

1574066 COMPLETE SPECIFICATION

2 SHEETS *This drawing is a reproduction of  
the Original on a reduced scale  
Sheet 1*

